

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4373651号
(P4373651)

(45) 発行日 平成21年11月25日 (2009.11.25)

(24) 登録日 平成21年9月11日 (2009.9.11)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G 0 1 B 11/00 (2006.01)	G 0 1 B 11/00 H
G 0 1 N 21/01 (2006.01)	G 0 1 N 21/01 D
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 0

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2002-257375 (P2002-257375)
 (22) 出願日 平成14年9月3日 (2002.9.3)
 (65) 公開番号 特開2004-89552 (P2004-89552A)
 (43) 公開日 平成16年3月25日 (2004.3.25)
 審査請求日 平成17年7月7日 (2005.7.7)

前置審査

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100083002
 弁理士 伊丹 辰男
 (74) 代理人 100148895
 弁理士 荒木 佳幸
 (72) 発明者 中村 哲也
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭
 光学工業株式会社内

審査官 谷垣 圭二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 診断光照射装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内の所定部位を光学的に診断するための診断光を前記体内の所定部位に照射する診断光照射装置において、

前記診断光を供給する光供給手段と、

前記光供給手段に着脱可能であり、前記光供給手段から供給された前記診断光を前記体内の所定部位近傍まで伝送する伝送用光ファイバを含むファイバプローブからなる光伝送手段と、

前記光供給手段に接続された前記伝送用光ファイバの端面の位置を検出する位置検出手段と、

前記位置検出手段の検出結果に基づいて、前記光供給手段と、前記光供給手段に装着されている前記光伝送手段との光学的結合状態を調整する調整手段と、

前記光供給手段から射出され、前記光伝送手段における前記伝送用光ファイバ端に入射される前記診断光の光路上に、前記光射出端と前記光ファイバ端とを光学的に結合するために配置されたレンズと、を備え、

前記レンズは、前記調整手段によって前記光供給手段と前記光伝送手段との光学的結合状態が調整されている間は、前記光路上から外れることを特徴とする診断光照射装置。

【請求項 2】

前記位置検出手段は、

前記伝送用光ファイバの端面を含む領域を撮影する撮影手段と、

10

20

前記撮影装置が撮影した画像を解析することにより前記端面位置を特定する画像処理手段とを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の診断光照射装置。

【請求項 3】

前記位置検出手段は、

前記画像処理手段により特定された前記伝送用光ファイバの端面位置に基づいて、前記光供給手段における診断光の射出端面の位置を特定する位置特定手段を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の診断光照射装置。

【請求項 4】

前記調整手段は、

前記光供給手段における診断光の射出端を保持する保持部を備え、

前記光供給手段の射出端面が前記位置特定手段によって特定された位置に配置されるように前記保持部を調整することによって、前記光供給手段と前記光伝送手段との光学的結合状態を調整することを特徴とする請求項 3 に記載の診断光照射装置。

【請求項 5】

前記光伝送手段は、内視鏡の処置具挿通孔を通して体内に挿入可能に形成されていることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の診断光照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

体内の所定部位を光学的に診断するための診断光をその体内の所定部位に照射する診断光照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、診断を行うために必要な光学的な情報を患部から収集するために、体内に挿入したファイバプロープ等の光伝送手段を利用して光源装置等の光供給手段からの光を体内の患部に照射する種々の診断光照射装置が開発されている。ここでファイバプロープは、患部に照射すべき光を伝送する光ファイバが基端から先端まで通されたプロープである。この光ファイバは一般に知られているように折れやすい素材であり、そのためこの光ファイバを利用するファイバプロープは、ファイバプロープに光を供給する光源装置と比較すると、寿命が極めて短い。このため、ファイバプロープは、折れれば交換する消耗品として扱えるように、光源装置に着脱可能に構成される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、一般に光ファイバを光源装置に接続するコネクタ等にはある程度の製造誤差がある。このため、光源装置にファイバプロープを装着した場合、ファイバプロープにおける光ファイバの端面位置は、各ファイバプロープで微妙に異なる。このため、ファイバプロープと光源装置との間の光の結合効率は、光源装置に接続されるファイバプロープにより異なり、ファイバプロープによっては、許容できないほどその結合効率が悪い場合がある。

【0004】

本発明は、上記のような課題を解決すべく、ファイバプロープ等の光伝送手段を交換しても、その光伝送手段と、光源装置等の光供給手段との光の結合効率を良好にできる診断光照射装置を提供することを課題とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明の一態様では、体内の所定部位を光学的に診断するための診断光を体内の所定部位に照射する診断光照射装置が提供される。この診断光照射装置は、診断光を供給する光供給手段と、光供給手段に着脱可能であり、光供給手段から供給された診断光を体内の所定部位に照射するために体内に少なくとも一部が挿入される光伝送手段とを備えている。この光伝送手段は、既存の内視鏡を利用して容易に体内に挿入できるように、内視鏡の処置

10

20

30

40

50

具挿通光を通して体内に挿入可能に形成されていてもよい。光照射装置は、さらに、光供給手段と、光供給手段に装着されている光伝送手段との光学的結合状態を調整する調整手段とを備えている。

【0006】

上記の診断光照射装置では、光伝送手段が光供給手段に着脱可能であるので、破損等により使用ができなくなった場合には、破損した光伝送手段に代えて新しいものを光供給手段に装着して使用することができる。また、新しい光伝送手段を装着した場合には、調整手段を用いて、光供給手段と光伝送手段との光の結合効率が一定値以上となるようにそれらの光学的結合状態を調整することができる。

【0007】

本発明の一態様によれば、上記の診断光照射装置は、光伝送手段から射出された後、光伝送手段に再入射して光供給手段に戻った診断光の強度を検出する光検出手段をさらに備える。そして、調整手段は、その光検出手段の検出結果に基づいて光学的結合状態の調整を行う。上記のように光供給手段に戻った診断光は、光供給手段と光伝送手段の間の光学的結合部を2度通過している。このために、このような診断光は、光供給手段と光伝送手段の間の光学的結合状態の影響を強く受ける。したがって、上記のような診断光の強度に基づいて光学的結合状態の調整を行うと、精度の高い調整を行える。

【0008】

なお、診断光が射出される光伝送手段の光射出端に、診断光を反射して光伝送手段に再入射させる反射部材を着脱可能に取り付けることで、光供給手段へ戻る診断光が増大させ、調整を容易にすることができる。

【0009】

光伝送手段が、光供給手段から供給された診断光を前記生体内部の所定部位近傍まで伝送する伝送用光ファイバを含むファイバプローブであれば、上記の反射部材は、診断光が射出されるファイバプローブの端面を保護するために、ファイバプローブの先端部に取り付けることのできる保護キャップ内に配置することで、反射部材の取付を容易にすることができる。

【0010】

なお、診断光照射装置が、光供給手段として、光コヒーレンス・トモグラフィによる生体の断層像を得るために診断光および参照光を生成し、生体に照射された診断光の反射光を前記参照光と干渉させ、得られた干渉光の強度を検出する干渉光検出手段を備えている場合には、干渉光の強度を検出するためにその干渉光検出手段が有している光電変換素子を光検出手段として兼用することができる。

【0011】

本発明の一態様によれば、光伝送手段は、光供給手段から供給された診断光を体内の所定部位近傍まで伝送する伝送用光ファイバを含むファイバプローブであり、調整手段は、光供給手段に接続された伝送用光ファイバの端面の位置を検出する位置検出手段を含む。そして、調整手段は、位置検出手段の検出結果に基づいて光学的結合状態を調整する。この場合、位置検出手段は、伝送用光ファイバの端面を含む領域を撮影する撮影手段と、撮影装置が撮影した画像を解析することにより端面位置を特定する画像処理手段とを含むように構成されていてもよい。

【0012】

本発明に一態様によれば、診断光照射装置は、光供給手段が診断光を射出する光射出端と、光伝送手段が診断光を入射させる光入射端との間に、光射出端と光入力端とを光学的に結合するために配置されたレンズをさらに備える。そして、調整手段は、レンズの位置を調整することにより光学的結合状態を調整する。

【0013】

また、本発明の別の態様によれば、診断光照射装置は、光供給手段は、診断光を光伝送手段が接続される位置近傍まで伝送する供給用光ファイバを含み、光伝送手段は、光供給手段から供給された診断光を体内の所定部位近傍まで伝送する伝送用光ファイバを含む。そ

10

20

30

40

50

して、調整手段は、伝送用光ファイバへ向けて診断光を射出する共有用光ファイバの光射出端と、供給用光ファイバから射出された診断光が入射する伝送用光ファイバの光入射端との相対的な位置を調整することにより、光学的結合状態を調整する。

【 0 0 1 4 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明に係る診断光照射装置の一実施形態である光断層像生成装置について説明する。説明する光断層像生成装置は、光コヒーレンス・トモグラフィ (Optical Coherence Tomography) により体腔内の壁部近傍の断層像を生成する装置である。光断層像生成装置 1 0 0 により生成された断層像は、体腔壁部に癌等の組織の異常があるか否かの診断に利用することができる。

10

【 0 0 1 5 】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る光断層像生成装置 1 0 0 の構成を示す図である。光断層像生成装置 1 0 0 は、装置本体 1 0 2 と、その装置本体 1 0 2 に後端部が着脱可能であり、不図示の内視鏡の処置具挿通チャンネルを通して体腔内にその先端部を挿入されるファイバプローブ 1 0 4 とを備えている。ここで、内視鏡の処置具挿通チャンネルとは、体腔内で切断、組織採取等の処置を行うための鉗子その他の処置具を体腔内へ案内するために内視鏡内に設けられたチャンネルをいう。

【 0 0 1 6 】

図 2 にファイバプローブ 1 0 4 の先端部の断面を、その先端部に取付可能な保護キャップ 1 5 0 の断面とともに示した。ファイバプローブ 1 0 4 の先端部は、例えばシングルモード光ファイバ 1 5 2 と、その光ファイバ 1 5 2 の先端部に固定された G R I N レンズ (gradient index lens、屈折率分布型レンズ) 1 5 4 と、偏向手段 1 5 6 と、透明なチューブ 1 5 8 と、ガラスボール 1 6 0 とを有する。ガラスボール 1 6 0 は防水のため接着剤等によりチューブ 1 5 8 に固定されている。また、光ファイバ 1 5 2 の中心軸の延長線上にガラスボール 1 6 0 の中心がほぼ存在するものとする。

20

【 0 0 1 7 】

保護キャップ 1 5 0 は、ファイバプローブ 1 0 4 を内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿入していないときなどに、光ファイバ 1 5 2 の先端部を保護するその他の目的で、ファイバプローブ 1 0 4 の先端部に着脱可能に取り付けられるキャップである。保護キャップ 1 5 0 は、柔軟性のある合成樹脂からなり、ファイバプローブ 1 0 4 に取り付けられたときに、その弾性により先端部の外周面を軽く締め付ける。このため、保護キャップ 1 5 0 は、人為的に取り外そうとしない限り、ファイバプローブ 1 0 4 の先端から脱落することはない。

30

【 0 0 1 8 】

保護キャップ 1 5 0 の内面には、ミラー等の反射部材 1 6 2 が備えられている。保護キャップ 1 5 0 がファイバプローブ 1 0 4 に取り付けられたとき、反射部材 1 6 2 は先端部の側面に当たり、光ファイバ 1 5 2 から射出された光の大部分は、ミラー 1 6 2 において反射され、光ファイバ 1 5 2 へ再入射する。また、保護キャップ 1 5 0 は、アルミやステンレス等の金属製でもよい。

【 0 0 1 9 】

図 1 に戻って、装置本体 1 0 2 は、干渉光検出部 1 1 0 を備えている。この干渉光検出部 1 1 0 は、光コヒーレンス・トモグラフィによる生体の断層像を得るための測定光および参照光を生成するとともに、測定光を生体に照射して得られる反射光を参照光と重ね合わせることで得られる干渉光の強度を検出する。検出された干渉光強度は、コンピュータ 1 4 0 に送られ、測定光を照射した生体の断層像を生成するのに利用される。

40

【 0 0 2 0 】

干渉光検出部 1 1 0 は、第 1 および第 2 の光ファイバ 1 1 2、1 1 4 を備えている。第 1 および第 2 の光ファイバ 1 1 2、1 1 4 は、途中で光カプラ等のファイバ合波分波器 1 1 6 により互いに光学的に結合されている。

【 0 0 2 1 】

50

第1の光ファイバ112の一端には、超高輝度発光ダイオード118（以下、「SLD118」という）が備えられている。また、第1の光ファイバ112の他端は、結合用レンズ130を介してファイバプローブ104の端面と光学的に接続されている。

【0022】

SLD118は、近赤外域の低干渉性光を第1の光ファイバ112に入射する光源である。入射された低干渉性光は、光カプラ116において第1および第2の光ファイバ112、114に等分に分配される。以下、第1および第2の光ファイバ112、114へ伝送された光をそれぞれ測定光および参照光と呼ぶ。

【0023】

第2の光ファイバ114の一端には、その端面から射出される光の強度を検出する光検出部120が備えられている。光検出部120としては例えばフォトダイオードが用いられる。第2の光ファイバ114の他端には、ミラー122が配置されている。ミラー122は、光カプラ116から第2の光ファイバ114へ導入され、第2の光ファイバ114の端面から射出される参照光を反射する。反射された参照光は、集光レンズ126により集光され、再び第2の光ファイバ114に入射する。ミラー122は、ピエゾ素子等を利用したミラー駆動部124により、第2の光ファイバ114の端面に対向する方向に前後駆動される。このようにミラー122を前後駆動することにより、第2の光ファイバ114を伝搬する参照光の光路長が変えられる。

【0024】

光カプラ116とミラー122との間では、第2の光ファイバ114を巻くことにより補償リング128が形成されている。補償リング128は、参照光の光路長が測定光の光路長とほぼ等しくなるよう第2の光ファイバ114の長さを調整するために設けられている。

【0025】

前述したように、SLD118から第1の光ファイバ112に入射された低干渉性光は、光カプラ116で第1の光ファイバ112を伝搬する測定光と、第2の光ファイバ114を伝搬する参照光とに分かれる。測定光は、結合用レンズ130を介してファイバプローブ104に伝送される。さらに、測定光はファイバプローブ104の先端から被検体、本実施形態の場合は体腔の壁部に照射される。照射された測定光は、被検体における細胞や組織などの屈折率境界において反射し、一部が再びファイバプローブ104に入射する。再入射した測定光（反射光）は、さらに第1の光ファイバ112に戻り、一部が光カプラ116で第2の光ファイバ114へ分配され、光検出部120に入射する。

【0026】

一方、参照光は、第2の光ファイバ114の端部でミラー122により反射された後、再び第2の光ファイバ114に入射し、今度は光検出部120へ向けて伝搬する。この結果、光検出部120に入射する光は、被検体で反射された測定光と、ミラー122で反射された参照光とが重なり合った光となる。

【0027】

SLD118で発生する光は、可干渉距離が極めて短い低干渉性光である。このため、測定光と参照光はそれらが光検出部120に達するまで伝搬した光路長がほぼ等しくない限り干渉しない。したがって、ミラー122を移動させることで参照光の光路長を変化させつつ、光検出部120が検出する干渉光の強度の記録を取れば、被検体の深さ方向の構造を表すデータを得ることができ、さらにそのデータに基づいて被検体の断層像を生成することが可能になる。

【0028】

光断層像生成装置100は、上記のように光検出部120が検出する干渉光強度に基づいて被検体の断層像を生成するためにコンピュータ140を備えている。コンピュータ140は、ミラー駆動部124を制御することでミラー122の位置を変え、それにより参照光の光路長を調整する。また、コンピュータ140は、光検出部120の出力値を入力できるように光検出部120と接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

コンピュータ 140 は、ファイバプローブ 104 が体腔の一カ所に測定光を照射しているときに、ミラー 186 を予め定められた複数の位置に順次位置決めする。そして、コンピュータ 140 は、ミラー 186 が位置決めされる度に光検出部 190 の出力値を入力し、そのときのミラー 186 の位置を示す情報と共にこれを不図示のメモリに保存する。上記処理は、通常体腔の複数箇所について行われる。その後、コンピュータ 140 は、上記メモリに保存されたデータから、被検体の断層像を生成する。生成された断層像は、モニタ 142 に表示される。これにより医師等が表示された断層像に基づいて体腔の壁部を診断することが可能になる。

【 0 0 3 0 】

前述したように、干渉光検出部 110 が有する第 1 の光ファイバ 112 とファイバプローブ 104 とは、結合用レンズ 130 を介して光学的に結合されている。装置本体 102 には、さらに、第 1 の光ファイバ 112 とファイバプローブ 104 との光学的結合状態を調整するために結合用レンズ 130 の位置を調整する結合状態調整部 132 を備えている。結合状態調整部 132 は、レンズ保持部 134 と、そのレンズ保持部 134 を互いに直交する x、y、z の 3 軸に沿って移動できる三次元ステージ 136 とを含む。ここで、z 軸は結合用レンズ 130 の光軸に実質的に平行な軸である。三次元ステージ 136 は、コンピュータ 140 と接続されており、コンピュータ 140 に制御されて作動する。

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、結合状態調整部 132 を用いて第 1 の光ファイバ 112 とファイバプローブ 104 との光学的結合状態を調整するときに、SLD 118 を発光させ、その結果得られる測定光を第 1 の光ファイバ 112 からファイバプローブ 104 へ供給する。同時に、ファイバプローブ 104 の先端に前述した保護キャップ 150 を取り付ける。この結果、保護キャップ 150 に備えられているミラー 160 がファイバプローブ 104 から射出された測定光を反射し、ファイバプローブ 104 に再入射させる。ファイバプローブ 104 に再入射した測定光は、再び結合用レンズ 130 を介して第 1 の光ファイバ 112 に入射し、さらに、光カプラ 116 において第 2 の光ファイバ 114 へ分配され、光検出部 120 に入射する。

【 0 0 3 2 】

上記のように、ミラー 160 で反射する測定光が光検出部 120 に入射している状態で、コンピュータ 140 は、光検出部 120 の出力値を監視しながら、その出力値が予め定められた値よりも高くなるように、好ましくは、結合用レンズ 130 に許容されている移動範囲内で最大の出力値が得られるように結合用レンズ 130 の位置を制御する。

【 0 0 3 3 】

一般的に、生体に低干渉性光を照射した結果、その生体の表面下の組織で反射される反射光の強度は極めて微弱である。そのため、干渉光検出部 110 とファイバプローブ 104 との間の光学的結合効率が悪いと、その微弱な反射光を光検出部 120 で検出できなくなる。しかし、本実施形態の光断層像生成装置 100 では、上記のような光学的結合状態の調整を行うことにより、第 1 の光ファイバ 112 とファイバプローブ 104 との光学的結合状態（干渉光検出部 110 とファイバプローブ 104 との光学的結合状態）を光コヒーレンス・トモグラフィによる光断層像の生成に適したものに調整することができる。

【 0 0 3 4 】

また、上記した光学的結合状態の調整を装置本体 102 に接続されるファイバプローブ 104 が交換されたときに行えば、各ファイバプローブ 104 が有する製造誤差に起因した光学的結合効率の悪化を回避することもできる。

【 0 0 3 5 】

上記に示した光断層像生成装置 100 は、種々の方法で変形例を形成することができる。以下、そのような変形例について説明する。なお、以下の説明において、図 1 の光断層像生成装置 100 において既に説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

(第 1 変形例)

図 3 は、図 1 に示した光断層生成装置 1 0 0 の第 1 変形例である光断層像生成装置 2 0 0 の構成を示す図である。

【 0 0 3 7 】

本変形例は、結合用レンズ 1 3 0 がなく、第 1 の光ファイバ 1 1 2 とファイバブロープ 1 0 4 が互いに直接、光学的に結合されている点で第 1 の実施形態と異なっている。また、本変形例は、結合状態調整部 1 3 2 がレンズ保持部 1 3 4 の代わりに第 1 の光ファイバ 1 1 2 の端部を保持するファイバ保持部 2 0 2 を備え、三次元ステージ 1 3 6 がそのファイバ保持部 2 0 2 を x、y、z の 3 軸に沿って駆動する点で第 1 の実施形態と異なっている。他の点においては、本変形例の構成は、第 1 実施形態の構成と同一である。

10

【 0 0 3 8 】

上記のように構成された本変形例の光断層像生成装置 2 0 0 では、三次元ステージ 1 3 6 がファイバ保持部 2 0 2 を移動させると、ファイバブロープ 1 0 4 の端面に対する第 1 の光ファイバ 1 1 2 の端面の相対的な位置が変化し、結果として、ファイバブロープ 1 0 4 と第 1 の光ファイバ 1 1 2 との光学的結合状態が良好な状態に調整される。

【 0 0 3 9 】

(第 2 変形例)

図 4 および図 5 は、図 1 に示した光断層像生成装置 1 0 0 の第 2 変形例である光断層像生成装置 3 0 0 の構成を示す図である。本変形例の光断層像生成装置 3 0 0 は、結合状態調整部 1 3 2 が結合レンズを保持するレンズ保持部 1 3 4 の代わりに、第 1 の光ファイバ 1 1 2 の端部を保持するファイバ保持部 2 0 2 を備えており、第 1 の光ファイバの端部位置を調整するように構成されている点で図 1 の光断層像生成装置 1 0 0 と異なっている。また、光断層像生成装置 3 0 0 は、装置本体 1 0 2 に接続されたファイバブロープ 1 0 4 の端部を含む領域（以下、「検査領域」という）をカメラ 3 0 2 が撮影できるようにカメラ 3 0 2 とその検査領域との間に光路を形成する撮影用光路形成手段 3 0 4 を備えている点で図 1 の光断層像生成装置 1 0 0 と異なっている。他の点では、本変形例に係る光診断像生成装置 3 0 0 の構成は、図 1 の光診断像生成装置 1 0 0 の構成と同一である。

20

【 0 0 4 0 】

撮影用光路形成手段 3 0 4 は、2つのミラー 3 0 6 および 3 0 8 と、シフト機構 3 1 0 とを備えている。シフト機構 3 1 0 は、一方のミラー 3 0 6 と結合レンズ 1 3 0 を保持している。また、シフト機構 3 1 0 は、結合レンズ 1 3 0 が第 1 の光ファイバ 1 1 2 とファイバブロープ 1 0 4 とを光学的に結合させることのできる通常位置（図 4 参照）と、カメラ 3 0 2 が検査位置を撮影できる位置にミラー 3 0 4 を配置させる撮影位置（図 5 参照）との間を移動できるように構成されている。なお、通常位置と撮影位置との間のシフト機構 3 1 0 の移動は、コンピュータ 1 4 0 によって制御される不図示の駆動装置によりシフト機構 3 1 0 を駆動して行ってもよく、また、シフト機構 3 1 0 を必要に応じて手動で移動させることによって行ってもよい。

30

【 0 0 4 1 】

本変形例の光断層像生成装置 3 0 0 では、装置本体 1 0 2 に新しいファイバブロープ 1 0 4 を接続した場合に、シフト機構 3 1 0 を通常位置から撮影位置へ移動させる。これにより、カメラ 3 0 2 によるファイバブロープ 1 0 4 の端面を含む検査領域の撮影が可能になる。カメラ 3 0 2 は、撮影した検査領域の画像をコンピュータ 1 4 0 へ送信する。コンピュータ 1 4 0 では、送信された画像の中でファイバブロープ 1 0 4 の端面位置を特定し、特定された位置に基づいて良好な光学的結合状態を得るための第 1 の光ファイバ 1 1 2 の位置を決定し、その決定された位置へ第 1 の光ファイバ 1 1 2 の端面が配置されるように結合状態調整部 1 3 2 を制御する。

40

【 0 0 4 2 】

図 6 は、コンピュータ 1 4 0 がカメラ 3 0 2 の撮影画像に基づいて第 1 の光ファイバ 1 1 2 を配置すべき位置を決定する方法を説明する図である。図中、領域 3 1 2 は、カメラ 3

50

02によって撮影され、コンピュータ140へ送信される検査領域の画像を示している。画像312の中には、ファイバプローブ104の端面が写っている。ファイバプローブ104の端面の画像において、158チューブ158の画像と光ファイバ152の画像をそれぞれ示している。

【0043】

図中の点線314は、三次元ステージ136が沿って移動するx軸を、また、点線316はy軸をそれぞれ示している。x軸およびy軸の原点318は、結合状態調整部132が第1の光ファイバ112を初期位置に配置させている場合にその第1の光ファイバ112のコアの中心位置を示している。なお、図1の光断層像生成装置100で既に説明したように、三次元ステージ136が移動できるx、y、zの3軸は互いに直交しており、z軸は結合レンズ130の光軸に平行な軸である。したがって、x軸およびy軸は、結合レンズ130の光軸に直交する方向の2軸である。

10

【0044】

コンピュータ140は、画像312の中で、ファイバプローブ104の光ファイバ152の輪郭を特定し、さらにその特定された輪郭の中心位置152cの位置を特定する。また、コンピュータ140は、特定された中心位置152cの原点318からのずれ量(x、y)を求める。

【0045】

次に、コンピュータ140は、三次元ステージ136を制御し、第1の光ファイバ112の位置を(-x、-y)だけシフトさせる。これにより、第1の光ファイバ112から射出された測定光が結合レンズ130を通過して集光される位置が、ファイバプローブ104の有する光ファイバ152のコアの中心にほぼ一致するようになり、2つのファイバ間で高い光学的結合効率を得られるようになる。

20

【0046】

上記のように第1の光ファイバ112のx軸方向およびy軸方向の位置決めを行った後、シフト機構308は再び通常位置に戻される。これにより、結合レンズ130を介して第1の光ファイバ112からファイバプローブ104に測定光が供給され、体腔の断層像を得ることが可能になる。なお、本発明の実施形態は光コヒーレンス・トモグラフィによる光断層像生成装置に関わるものであったが、自家蛍光装置や共焦点装置に本発明を適用してもよい。

30

【0047】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、体内の所定部位を光学的に診断するための診断光を体内の所定部位に照射する診断光照射装置において、診断光を供給する光供給手段と、光供給手段から供給された診断光を体内の所定部位に照射するために体内に少なくとも一部が挿入される光伝送手段との光学的結合状態を調整する調整手段を備えたので、光供給手段に接続する光伝送手段を交換しても、光供給手段と光伝送手段との間での光の結合効率を良好に維持することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に係る光断層像生成装置の構成を示す図である。

40

【図2】図1の光断層像生成装置が備えるファイバプローブの先端部の断面、および保護キャップの断面を示す図である。

【図3】図1に示した光断層生成装置の第1変形例の構成を示す図である。

【図4】図1に示した光断層生成装置の第2変形例の構成であって、シフト機構が通常位置にあるときの構成を示す図である。

【図5】図1に示した光断層生成装置の第2変形例の構成であって、シフト機構が撮影位置にあるときの構成を示す図である。

【図6】図4に示した光断層像生成装置において、第1の光ファイバを配置すべき位置を決定する方法を説明する図である。

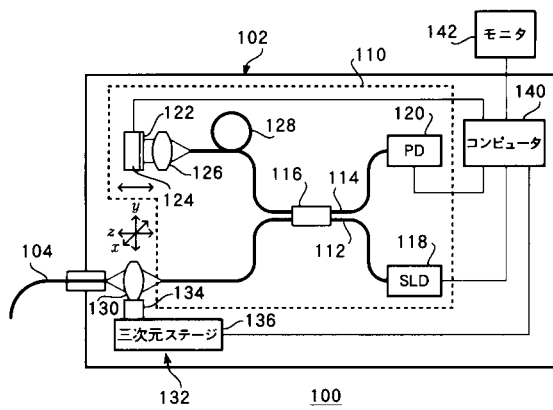
【符号の説明】

50

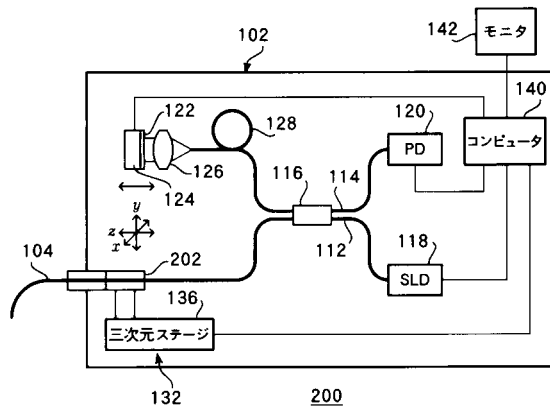
- 100、200、300 光断層像生成装置
 104 ファイバプローブ
 110 干渉光検出部
 120 光検出部
 130 結合用レンズ
 132 結合状態調整部
 134 レンズ保持部
 136 三次元ステージ
 140 コンピュータ
 150 保護キャップ
 162 ミラー
 202 ファイバ保持部
 302 カメラ

10

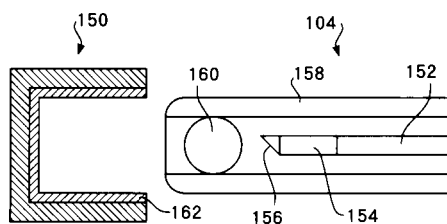
【図1】



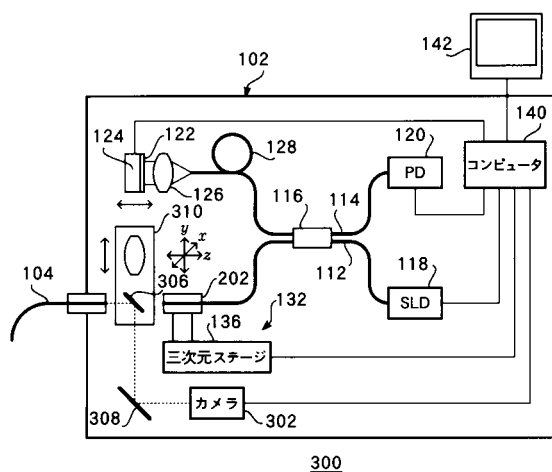
【図3】



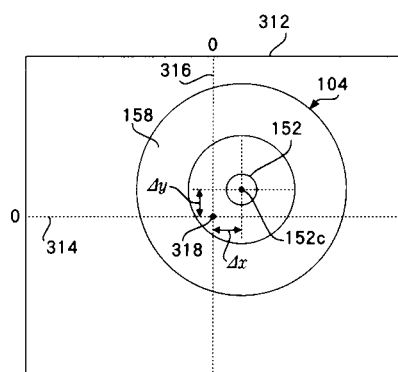
【図2】



【圖 5】



【图 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 5 6 7 8 6 (J P , A)
特開平 0 1 - 1 3 4 4 0 4 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 9 7 8 4 6 (J P , A)
特開昭 5 8 - 2 2 0 1 1 1 (J P , A)
実開昭 6 1 - 1 7 3 9 0 6 (J P , U)
特開平 1 1 - 1 4 8 8 9 7 (J P , A)
特開平 4 - 5 3 9 0 9 (J P , A)
特開平 6 - 3 3 1 8 5 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00
G01B 11/00
G01N 21/01
G01N 21/17

专利名称(译)	诊断光照射装置		
公开(公告)号	JP4373651B2	公开(公告)日	2009-11-25
申请号	JP2002257375	申请日	2002-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	中村哲也		
发明人	中村 哲也		
IPC分类号	A61B1/00 G01B11/00 G01N21/01 G01N21/17		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01B11/00.H G01N21/01.D G01N21/17.620 A61B1/00.334.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.735 A61B1/018.515 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2F065/AA01 2F065/AA51 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/CC23 2F065/DD09 2F065/FF04 2F065/GG07 2F065/JJ03 2F065/JJ26 2F065/LL02 2F065/LL12 2F065/MM03 2F065/NN20 2F065/PP12 2F065/QQ25 2F065/QQ28 2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/BB14 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF01 2G059/FF02 2G059/FF08 2G059/FF09 2G059/GG02 2G059/GG10 2G059/HH01 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK04 2G059/LL01 2G059/MM10 2G059/PP04 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/GG15 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/GG15		
代理人(译)	荒木义行		
其他公开文献	JP2004089552A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供诊断光照射装置，用于在光源装置和光纤探针之间获得优异的光耦合效率，而不管要连接的光纤探针。Z解决方案：诊断光照射装置（100,200,300）用诊断光照射身体中的规定部位，用于光学诊断身体的规定部位。这些装置包括：用于提供诊断光的光供应装置（110）；和光传输装置（104），其与光供应装置连接/分离，并且其至少一部分插入到主体中，以便允许用诊断光照射身体的规定部分从供电装置供应。光传输装置形成为能够通过内窥镜的处理器具中的通道插入体内，从而通过使用现有的内窥镜容易地插入体内。该装置还包括调节装置（132），用于调节光供应装置的光耦合状态，光传输装置设置在光供应装置中。Z

【图3】

